

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

A5

(11)Publication number : 2001-095760

(43)Date of publication of application : 10.04.2001

(51)Int.Cl.

A61B 3/10

(21)Application number : 11-275375

(71)Applicant : TOPCON CORP

(22)Date of filing : 28.09.1999

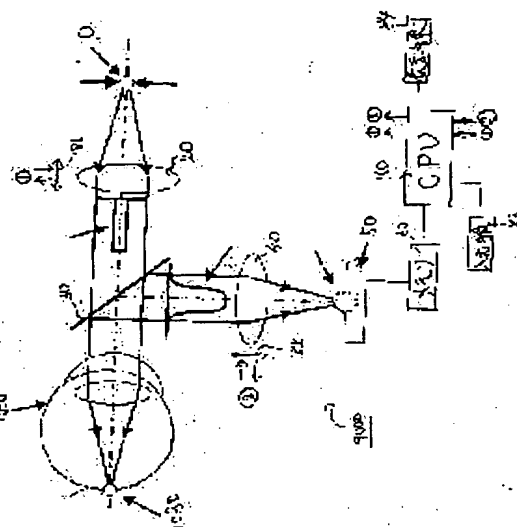
(72)Inventor : KOBAYASHI KATSUHIKO
MIHASHI TOSHIBUMI

(54) OPTICAL CHARACTERISTIC MEASURING APPARATUS FOR EYES

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a optical characteristic measuring apparatus for eyes to measure accurately the optical characteristics of examined eyes, and the examiner can easily recognize the index looking conditions of examinee.

SOLUTION: The illuminating optical system illuminates the fine range of a retina of examined eye. The light receiving optical system introduces the reflected light flux from the retina to light receiving part. The operating part obtains optical characteristic including refraction degree and other component, and operates the index image data of looking condition at the case of observing predicated index by examined eye by correcting predicated refraction degree. The display part can display the index image of looking condition based on the index image data.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

BEST AVAILABLE COPY

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2001-95760
(P2001-95760A)

(43) 公開日 平成13年4月10日 (2001.4.10)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 3/10

識別記号

F I

A 6 1 B 3/10

テーマコード(参考)

M

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号

特願平11-275375

(22) 出願日

平成11年9月28日 (1999.9.28)

(71) 出願人 000220343

株式会社トプコン

東京都板橋区蓮沼町75番1号

(72) 発明者 小林 克彦

東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社ト
プコン内

(72) 発明者 三橋 俊文

東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社ト
プコン内

(74) 代理人 100089967

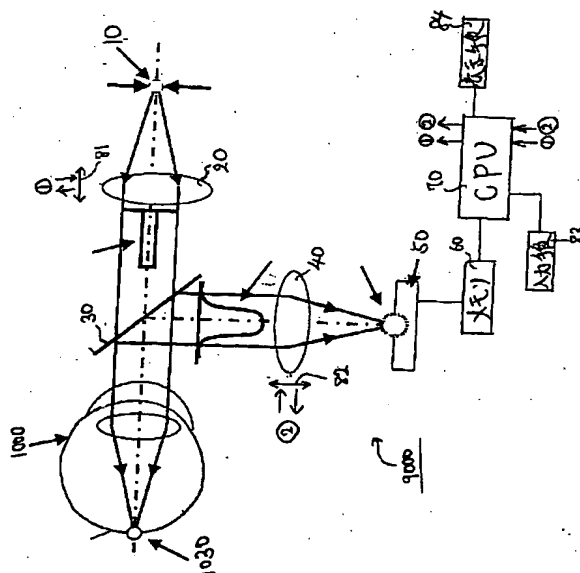
弁理士 和泉 雄一

(54) 【発明の名称】 眼の光学特性測定装置

(57) 【要約】

【目的】 本発明は、被検眼の光学特性を精密に測定し、被検者の視標の見え具合を検者が容易に認識可能とするための眼の光学特性測定装置を提供することを目的とする。

【構成】 本発明は、照明光学系が、光源部からの光束で被検眼網膜上の微小領域を照明し、受光光学系が、網膜からの反射光束を受光部に導き、演算部が、受光部からの受光信号に基づき被検眼の屈折度数及びその他の成分を含む光学特性を求め、所定の屈折度数を矯正して被検眼が所定の視標を観察した場合の見え具合の指標像データを演算し、表示部が、指標像データに基づき見え具合の指標像を表示することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 光源部と、該光源部からの光束で被検眼網膜上の微小領域を照明するための照明光学系と、網膜からの反射光束を受光部に導くための受光光学系と、前記受光部からの受光信号に基づき被検眼の屈折度数及びその他の成分を含む光学特性を求め、所定の屈折度数を矯正して被検眼が所定の視標を観察した場合の見え具合の指標像データを演算するための演算部と、前記指標像データに基づき見え具合の指標像を表示するための表示部と、を含む様に構成されていることを特徴とする眼の光学特性測定装置。

【請求項2】 前記受光光学系は網膜上の前記微小領域の照明像を前記受光部上に形成し、受光部は前記微小領域の照明像の光量分布状態を検出し、前記演算部は、該光量分布状態を示す受光部からの信号に基づき被検眼の光学特性を定める点像強度分布を求め、この点像強度分布から所定の屈折度数を矯正して被検眼が所定の指標を観察した場合の見え具合の指標像データを演算することを特徴とする請求項1記載の眼の光学特性測定装置。

【請求項3】 照明光学系と受光光学系とに設けられピント状態を変えるためのピント調整手段と、ピント調整手段による調整量が異なる受光部上に形成された照明像の光量分布状態を示す複数の映像画像を記憶するための記憶部を有し、前記演算部は、この記憶された複数の各画像の光量分布状態を示す信号から被検眼の光学特性を定める点像強度分布を求め、この点像強度分布から被検眼の屈折度数を矯正して被検眼が所定の視標を観察した場合の見え具合の指標像データを演算することを特徴とする請求項2記載の眼の光学特性測定装置。

【請求項4】 前記受光光学系の光路内に複数の開口穴部を有し網膜からの反射光束を複数の光束に変換するため変換部材を配置し、前記演算部は、前記受光部からの前記変換部材により形成された複数の反射光束の受光部上の到達位置を示す信号に基づき被検眼の光学特性を求め、所定の屈折度数を矯正して被検眼が所定の指標を観察した場合の見え具合の指標像データを演算することを特徴とする請求項1記載の眼の光学特性測定装置。

【請求項5】 前記演算部は、前記複数の反射光束の到達位置を示す信号に基づき被検眼の光学特性を定める点像強度分布を求め、この点像強度分布に基づき所定の屈折度数を矯正して被検眼が所定の指標を観察した場合の見え具合の指標像データを演算することを特徴とする請求項4記載の眼の光学特性測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、被検眼の光学特性を精密に測定し、被検者の視標の見え具合を検者が容易に認識可能とするための眼の光学特性測定装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】従来から自覚用検眼器により、被検者の視力に対応した矯正用レンズを介して被検者に視標を見せると共に、この矯正用レンズ系を介して被検眼の光学特性に対応した点像強度分布を測定し、この測定された点像強度分布から被検者が実際に観察される指標像を演算して表示させる様に構成した装置が提案されている。

【0003】この装置では、検者は演算により求めた指標像を観察することにより、この指標像が最適な合焦状態となる様に矯正レンズを交換し、この決定された矯正レンズによる矯正量から被検眼の屈折度を求めることができ、被検者の応答の誤りを排除して正確な検眼を行うことができるという利点を有するものである。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、この従来の装置においては、検者は演算により表示された指標像を観察しながら矯正レンズを使用して矯正しなくてはならず、検眼の操作が難しく検者に負担を与えるだけでなく、検眼のための時間がかかるため被検者にとっても苦痛を伴い、負担を強いることになる。

【0005】本発明は、この従来技術の欠点を解決することを目的とするものであり、一度の測定により、適正な矯正レンズをかけたとした場合の被検者が視準される像を容易に観察でき、短時間に適正な検眼を行うことができる眼の光学特性装置を提供することを目的とするものである。

【0006】

【課題を解決するための手段】本発明は上記課題に鑑み案出されたもので、光源部と、該光源部からの光束で被検眼網膜上の微小領域を照明するための照明光学系と、網膜からの反射光束を受光部に導くための受光光学系と、前記受光部からの受光信号に基づき被検眼の屈折度数及びその他の成分を含む光学特性を求め、所定の屈折度数を矯正して被検眼が所定の視標を観察した場合の見え具合の指標像データを演算するための演算部と、前記指標像データに基づき見え具合の指標像を表示するための表示部と、を含む様に構成されている。

【0007】また本発明は、前記受光光学系は網膜上の前記微小領域の照明像を前記受光部上に形成し、受光部は前記微小領域の照明像の光量分布状態を検出し、前記演算部は、該光量分布状態を示す受光部からの信号に基づき被検眼の光学特性を定める点像強度分布を求め、この点像強度分布から所定の屈折度数を矯正して被検眼が所定の指標を観察した場合の見え具合の指標像データを演算することもできる。

【0008】そして本発明は、照明光学系と受光光学系とに設けられピント状態を変えるためのピント調整手段と、ピント調整手段による調整量が異なる受光部上に形成された照明像の光量分布状態を示す複数の映像画像を記憶するための記憶部を有し、前記演算部は、この記憶

された複数の各画像の光量分布状態を示す信号から被検眼の光学特性を定める点像強度分布を求め、この点像強度分布から被検眼の屈折度数を矯正して被検眼が所定の視標を観察した場合の見え具合の指標像データを演算することもできる。

【0009】更に本発明は、前記受光光学系の光路内に複数の開口穴部を有し網膜からの反射光束を複数の光束に変換するため変換部材を配置し、前記演算部は、前記受光部からの前記変換部材により形成された複数の反射光束の受光部上の到達位置を示す信号に基づき被検眼の光学特性を求め、所定の屈折度数を矯正して被検眼が所定の指標を観察した場合の見え具合の指標像データを演算することもできる。

【0010】また本発明の演算部は、前記複数の反射光束の到達位置を示す信号に基づき被検眼の光学特性を定める点像強度分布を求め、この点像強度分布に基づき所定の屈折度数を矯正して被検眼が所定の指標を観察した場合の見え具合の指標像データを演算することもできる。

【0011】

【発明の実施の形態】以上の様に構成された本発明は、照明光学系が、光源部からの光束で被検眼網膜上の微小領域を照明し、受光光学系が、網膜からの反射光束を受光部に導き、演算部が、受光部からの受光信号に基づき被検眼の屈折度数及びその他の成分を含む光学特性を求め、所定の屈折度数を矯正して被検眼が所定の視標を観察した場合の見え具合の指標像データを演算し、表示部が、指標像データに基づき見え具合の指標像を表示することができる。

【0012】また本発明は、受光光学系が、網膜上の微小領域の照明像を受光部上に形成し、受光部が、微小領域の照明像の光量分布状態を検出し、演算部が、光量分布状態を示す受光部からの信号に基づき、被検眼の光学特性を定める点像強度分布を求め、この点像強度分布から所定の屈折度数を矯正して被検眼が所定の指標を観察した場合の見え具合の指標像データを演算することもできる。

【0013】そして本発明は、ピント調整手段が、照明光学系と受光光学系とに設けられピント状態を変化させ、記憶部が、ピント調整手段による調整量が異なる受光部上に形成された照明像の光量分布状態を示す複数の映像画像を記憶し、演算部が、この記憶された複数の各画像の光量分布状態を示す信号から被検眼の光学特性を定める点像強度分布を求め、この点像強度分布から被検眼の屈折度数を矯正して被検眼が所定の視標を観察した場合の見え具合の指標像データを演算することもできる。

【0014】更に本発明は、変換部材が、受光光学系の光路内に複数の開口穴部を有し網膜からの反射光束を複数の光束に変換し、演算部が、受光部からの変換部材に

より形成された複数の反射光束の受光部上の到達位置を示す信号に基づき被検眼の光学特性を求め、所定の屈折度数を矯正して被検眼が所定の指標を観察した場合の見え具合の指標像データを演算することもできる。

【0015】また本発明の演算部が、複数の反射光束の到達位置を示す信号に基づき被検眼の光学特性を定める点像強度分布を求め、この点像強度分布に基づき所定の屈折度数を矯正して被検眼が所定の指標を観察した場合の見え具合の指標像データを演算することもできる。

【0016】

【実施例】

【0017】本発明の実施例を図面に基づいて説明する。

【0018】[第1実施例]

【0019】第1実施例の光学特性測定装置9000は図1に示す様に、光源部10と、投影レンズ20と、ビームスプリッタ30と、結像レンズ40と、撮像素子50と、メモリ手段60と、CPU70と、投影レンズ移動手段81と、結像レンズ駆動手段82と、入力手段83と、表示手段84とから構成されている。

【0020】光源部10は、投影レンズ20の焦点位置におかれた点光源である。投影レンズ20は、光源部10から光を平行光束とし、被検眼1000に入射させ、被検眼の網膜1030に結像させるものである。

【0021】ビームスプリッタ30は、被検眼の網膜1030で反射された光を反射させ、結像レンズ40の方向に偏向させるためのものである。なお、ビームスプリッタ30は、投影レンズ20からの光を透過させる様に構成されている。

【0023】結像レンズ40は、被検眼の網膜1030で反射された光を、撮像素子50上に結像させるためのものである。撮像素子50は受光部に該当するもので、CCD等の撮像素子から構成されており、撮影画像を画像信号に変換するためのものである。メモリ手段60は記憶部に該当するもので、撮像素子50からの画像信号を記憶させるためのフレームメモリである。

【0024】投影レンズ移動手段81は、投影レンズ20を移動させ、ピント合わせを行うための合焦機構であり、ピント調整手段に該当するものである。同様に、結像レンズ駆動手段82も、結像レンズ40を移動させ、ピント合わせを行うための合焦機構であり、ピント調整手段に該当するものである。なお、投影レンズ移動手段81及び結像レンズ駆動手段82には、エンコーダ等の移動量検出手段が設けられており、レンズの移動量を検出することができる様に構成されている。

【0025】CPU70は、本第1実施例の光学特性測定装置9000全体の制御を司ると共に、投影レンズ移動手段81及び結像レンズ駆動手段82によるレンズの移動量を逐次検出すると共に、その移動位置に対応した撮像素子50上の画像信号をメモリ手段60に記憶させ

10

20

30

40

50

る。そしてCPU70は、投影レンズ移動手段81及び結像レンズ駆動手段82によるレンズの移動位置と、それに対応したメモリ手段60に記憶された各画像信号とに基づいて、各種演算を行う様になっている。なお、CPU70を含む構成が演算部に該当する。

【0026】入力手段83は、検者がデータや、処理命令を入力するためのものである。表示手段84は表示部に該当するもので、光学特性測定装置9000が演算して推定した、実際に眼鏡レンズ90000による矯正後の被検者の網膜像を表示するためのものである。

【0027】なお、光源部10と投影レンズ20とは、照明光学系に該当し、ビームスプリッタ30と結像レンズ40とが、受光光学系に該当するものである。

【0028】この光学配置による矯正視力推定の手順を、図2に示す近視性複性直乱視の被検眼1000について説明する。近視性複性直乱視は、図2に示す様に、入射平行光束に対して、角膜1010の前面の垂直方向、水平方向の曲率が異なる為に光学的な批点収差、いわゆる乱視が発生する。

【0029】この乱視により、焦点が存在せずに、代わりに、前側焦点1500と後側焦点1600、その間に光束がもっとも小さくなる位置に最小錯乱円（焦円とも言う）1700a、1700b、1700c・・・が存在する。

【0030】近視性複性直乱視では、垂直方向の曲率が水平方向の曲率より強く、しかも前側焦点1500と後側焦点1600が共に、網膜1030の前側に存在することが特徴である。

【0031】この被検眼1000を眼鏡レンズ90000で矯正する場合は、図3で示す様に、屈折カーディオプターの球面レンズ91000と、屈折カーディオプターの軸を弱強主経線に合わせたオウレンズ92000により行う。

【0032】前側焦点1500と後側焦点1600、及び最小錯乱円1700a、1700b、1700c・・・の眼底像は、図1に示す投影レンズ20と結像レンズ40とを移動させることで得られ、撮像素子50によって画像として取り込まれる。そして屈折カーディオプターの球面レンズ91000と、屈折カーディオプターの屈折力のオウレンズ92000の屈折力に相当するデータは、投影レンズ20と結像レンズ40の移動量から求めることができる。

【0033】即ち図2は、被検眼1000が近視性複性直乱視であり、投影レンズ20又は結像レンズ40が基準位置X₀の位置にある場合の光束の状態を模式的に示したものであり、投影レンズ20と結像レンズ40とを移動させると、眼底上にはその移動に伴い最小錯乱円1700の像が形成され、その像に対応した像が撮像素子50に形成され、この画像信号は、前述の投影レンズ20の移動量と共にメモリ手段60に記録される。このメ

モリ手段60に記憶された画像信号から前側焦点1500と後側焦点1600とを判断し、それぞれの画像信号の投影レンズ20の位置をX₁、結像レンズ40の位置をX₂とすると、

【0034】 $|X_1 - X_2|$ が、乱視度数に対応し、

【0035】 $|X_1|$ が、球面度数に対応する。

【0036】なお、球面レンズ91000のSディオプターは、光学収差で言うところの球面度数に相当する。被検眼1000が球面度数（-S）と乱視（-C）のみの光学収差を有している場合には、図3に示す様に上記の矯正を行うことで、入射平行光束に対して、網膜1030上に焦点を結ばせることができる。この結果、被検者に網膜1030以降の障害が無ければ、上記矯正によって、被検者は相当の視力を得ることができる。

【0037】なお、図4に示す様に、被検眼1000が、球面度数（-S）と乱視（-C）以外にも球面収差、こま収差、その他の不正な光学収差や、白内障等による散乱や不透明性等の光学性能を低下させる要因を有している場合には、上記の測定によって得られる前側焦点1500と後側焦点1600は、前側焦点1500や後側焦点1600よりも不鮮明になる。

【0038】前側焦点1500と後側焦点1600とを光強度分布として表した、いわゆるPoint Spread Functionを図5に示す。

【0039】後側焦点1600の光強度分布は、図5の（a）の様になる。X方向断面である $P_x = f_x(x)$ は後側焦点1600の光束が最も集光している方向の光強度分布を表している。

【0040】同様に、前側焦点1500の光強度分布は、y方向断面である $P_y = f_y(y)$ は、前側焦点1500の光束が最も集光している方向の光強度分布を表している。これらの光強度分布は、撮像素子50からの画像信号をCPU70を含む演算処理手段で計算される。

【0041】2次元PSF（点像強度分布）は、光強度 $I(i)$ における楕円近似により、図5（c）と図5（d）の様に表される。

【0042】例えば、図5（d）では、2次元PSF（点像強度分布）は、 $P_{x,y} = f_{x,y}(f_x(x), f_y(y))$ として計算される。 $P_{x,y}$ は、被検眼1000を屈折カーディオプターの球面レンズ91000と、屈折カーディオプターの円柱レンズ92000とを組み合わせた眼鏡レンズ90000で矯正した場合に得られる被検眼網膜1030上でのPSFを表している。

【0043】以上の様にして求められた $P_{x,y}$ を図6に示す様に、被検眼1000が実際に見ている視表 $O_{x,y}$ と重ね合わせ積分して、イメージ $I_{x,y}$ を得ることができる。イメージ $I_{x,y}$ は、被検眼1000を屈折カーディオプターの球面レンズ91000と、屈折カーディオプターの

7
 ィオプターの円柱レンズ92000とを組み合わせた眼鏡レンズ90000で矯正した場合に得られる被検眼網膜像を表している。即ち、図7に示す様にイメージ1x,yを表示手段84に表示することができる。

【0044】なお眼の光学特性とは、屈折度数(球面度数、乱視度数、乱視軸)及び不正乱視成分、散乱、不透明性要因等に相当する。

【0045】以上の手順により、被検眼1000を本第1実施例の光学特性測定装置9000で測定することで、実際に眼鏡レンズ90000による矯正後の被検者の網膜像を推定することができる。

【0046】即ち本第1実施例は、眼鏡レンズ90000で矯正可能な眼の屈折度数(球面度数、乱視度数、乱視軸)及び不正乱視成分を含む眼の正確な光学特性を他覚的に自動測定し、この測定結果に基づき適正な眼鏡レンズ90000をかけた場合に被検者が観察される指標像を表示手段84に表示可能にしたもので、検者は、一度の測定でその被検者がどの程度まで眼鏡レンズ90000で矯正できるかを容易に知ることができる。また本第1実施例は、矯正レンズの屈折度数を換えた場合の指標像の変化も、再度の測定を行わずに演算により表示することができ、検者は、被検者にどのような屈折度数の眼鏡レンズを処方するかを容易にシミュレーションすることができる。

【0047】本第1実施例は、近視性複性直乱視により説明したが、その他の屈折異常を有する被検眼でも測定可能である。

【0048】本第1実施例は、前側焦線1500、後側焦線1600の情報より得られる矯正後のPSFにより、被検眼網膜像を推定したが、任意の眼鏡レンズ90000の屈折力より得られる情報で補正したPSFによって、任意の眼鏡レンズ90000による被検眼網膜像の推定も可能である。

【0049】前側焦線1500、後側焦線1600の情報より得られるPSFからMTFを算出し、MTFの特性を変えた場合の被検眼網膜像の推定も可能である。

【0050】次に、第2実施例を説明する。

【0051】[第2実施例]

【0052】本発明の第2実施例である光学特性測定装置10000は、図8及び図9に示す様に、第1波長の光束を発する第1光源1110と、該第1光源1110からの第1照明光束で被検眼角膜曲率中心付近に集光する様に照明するための第1照明光学系1100と、被検眼角膜から反射した前記第1照明光束を受光し第1受光部1400に導くための第1受光光学系1200と、この反射光束を少なくとも17本のビームに変換する第1変換部材1300と、該第1変換部材1300で変換された複数の光束を受光する第1受光部1400と、第2波長の光束を発する第2光源2110と、第2光源2110の第2照明光束で所定のパターンの指標を被検眼角

膜に投影する第2照明光学系2100と、被検眼角膜で反射された第2照明光束を受光し、第2受光部2210に導くための第2受光光学系2200と、第2受光光学系2200からの第2照明光束を受光する第2受光部2210と、第1受光部1400で得られた光束の傾き角に基づいて被検眼の中心付近の角膜形状を求め、第2受光部2210からの第2照明光束の受光位置に基づき被検眼の周辺部の角膜形状を求める演算部9100とから構成されている。

【0053】第1照明光学系1100は、第1光源1110からの第1照明光束で被検眼角膜曲率中心付近に集光するためのものである。第1照明光学系1100は、第1光源1110からの第1照明光束を、第1のビームスプリッタ1120で反射させ、被検眼角膜曲率中心付近に集光させる様に構成されている。

【0054】第1光源1110は、空間コヒーレンスが高く、時間コヒーレンスは高くないものが望ましい。本第1実施例の光源1110には、SLDが採用されており、輝度が高い点光源を得ることができる。

【0055】また、本第2実施例の第1光源1110は、SLDに限られるものではなく、レーザーの様に空間、時間ともコヒーレンスが高いものでも、回転拡散板などを挿入することにより、適度に時間コヒーレンスを下げることで利用できる。

【0056】そして、SLDの様に、空間、時間ともコヒーレンスが高くないものでも、光量さえ充分であれば、ピンホール等を光路の光源の位置に挿入することで、使用可能になる。

【0057】本第1実施例の第1光源1110の第1波長は、例えば780nmを使用することができる。

【0058】ここで、被検眼1000は、角膜1010と、虹彩1020と、網膜1030とを備えている。

【0059】第1受光光学系1200は、被検眼角膜1010から反射した第1照明光束を受光し第1受光部1400に導くためのものである。第1受光光学系1200は、対物レンズ1210と、リレーレンズ1220と、反射光束を少なくとも17本のビームに変換するための第1変換部材1300とから構成されている。

【0060】第1受光光学系1200は、被検者の角膜曲率半径に応じて光軸方向に移動可能としておけば、より精密な測定が行える。また第1受光部1400又は第1変換部材1300が、角膜1010と略共役となっている。

【0061】そして図9に示す様に、演算部9100は、制御部9200に接続されており、制御部9200の命令に基づき、光学特性等の演算を行う様に構成されている。

【0062】制御部9200は、演算部9100を含む全体の制御を司っている。更に、アライメント処理部9300は、アライメント処理を制御駆動する様に構成さ

れている。

【0063】表示部9400が、演算部9100で求められた出力データを表示し、この表示部9400は、演算部9100で求められた被検眼の光学特性の演算結果及び角膜形状とを表示することもできる。

【0064】第2照明光学系2100は、第2光源2110からの光束で所定のパターンの指標を被検眼角膜1010に投影するためのものである。

【0065】第2光源2110は、第1光源1110による第1波長と異なる第2波長を発する様になっている。本第1実施例の第2光源2110は、第2波長である940nmを発する様に構成されている。

【0066】なお、第1光源と第2光源の波長は、絞部材等により分離可能に構成すれば、同一の波長としても構わない。

【0067】本第1実施例の第2光源2110には、LEDが採用されている。

【0068】第2照明光学系2100は、第2光源2110と、ブラチドリング2120とから構成されている。

【0069】ブラチドリング(PLACIDO'S DISC)2120は、図10に示す様な、複数の同心輪帯からなるパターンの指標を投影するためのものである。なお、複数の同心輪帯からなるパターンの指標は、所定のパターンの指標の1実施例である。

【0070】そして、後述するアライメントが完了した後、複数の同心輪帯からなるパターンの指標を投影する様に構成されている。

【0071】第2受光光学系2200は、被検眼角膜1010で反射された第2照明光束を受光し、第2受光部2210に導くためのものである。

【0072】第2受光光学系2200は、対物レンズ1210と、第1のダイクロミックミラー6100と、テレセントリック絞り2220と、リレーレンズ2230とから構成されている。

【0073】また本第2実施例の第2受光光学系2200では、対物レンズ1210を含み、その対物レンズ1210の像側焦点位置にテレセントリック絞り2220を配置する構成にすることもできる。

【0074】第2受光光学系2200は、被検眼角膜1010から反射して戻ってくる光束を受光し第2受光部2210に導くためのものであり、アライメントが完了した時に、第2受光部2210が、角膜1010と略共役となっている。

【0075】次に、第2受光光学系2200は、XYアライメント機能も備えている。即ち、第2光源2130と、リレーレンズ2230と、第2受光部2210とから構成されている。

【0076】なお、本第2実施例の第2受光光学系2200には、アライメント用光源2130と第2のビーム

ブリッタ2140とが備えられている。

【0077】第2受光光学系2200は、アライメントが調整された際に、被検眼角膜近傍1010に複数の同心輪帯からなるパターンの指標を投影させるものである。

【0078】即ち、前眼部観察系(第2照明光学系2200)は、XYアライメント光学系と、ブラチド観察光学系との2つの機能を有している。

【0079】そして、前眼部に最大直径9mmのブラチドリングを正確に投影する様になっている。また、第2受光光学系2200には、テレセントリック絞り2220によりテレセン光学系となっており、Z軸方向に微少ずれても測定に影響を及ぼさない。

【0080】但し、対物レンズ2230から被検眼角膜頂点までの距離は、正確でなければならず、そのためにZ方向のアライメントには精度の高い光学系が使用されている。

【0081】本第2実施例の第2受光部2210は、2次元のCCDを採用しているが、何れの受光素子を採用

【0082】Zアライメント光学系5100は、第4の光源5110と、コリメータレンズ5120と、集光レンズ5130と、1次元撮像素子5140とから構成されている。

【0083】Zアライメント光学系5100は、アライメントが調整された際に、角膜頂点付近で反射された点光源からの光束が、1次元撮像素子5140の所定位置(例えば中央)に投影される。

【0084】本第2実施例の1次元撮像素子5140は、受光部に該当するもので、1次元のPSDを採用しているが、何れの受光素子を採用することができる。

【0085】Zアライメント光学系5100は、第4の光源5110からの光を平行光束で角膜1010を照明する。そして正反射光を受光する位置に、照明光軸と受光光軸を含む面に1次元撮像素子5140を配置している。

【0086】即ち、Zアライメント光学系5100は、所定の作動距離に位置した時に、平行光束が、角膜頂点と略一致する様に配置されている。

【0087】次に、第1変換部材1300について説明する。

【0088】第1受光光学系1200に配置された第1変換部材1300は、反射光束を複数のビームに変換する波面変換部材である。本第1実施例の第1変換部材1300には、光軸と直交する面内に配置された複数のマイクロフレネルレンズが採用されている。

【0089】ここでマイクロフレネルレンズについて詳細に説明する。

【0090】マイクロフレネルレンズは波長ごとの高さピッチの輪帯をもち、集光点に最適化されたブレイズを

10

20

30

40

50

持つ光学素子である。ここで利用することのできるマイクログレネルレンズは、例えば、半導体微細加工技術を応用した8レベルの光路長差をつけたもので、1次光のみ利用の場合98%の集光効率を実現できる。

【0091】本第1実施例の第1変換部材1300は、反射光束を少なくとも17以上のビームに変換する波面変換部材から構成されている。

【0092】次に第1受光部1400は、第1変換部材1300で変換された複数のビームを受光するためのものであり、本第1実施例では、CCDが採用されている。このCCDは、TV用などの一般的なものから測定用の2000*2000素子等、何れのタイプのものを使用できる。

【0093】第1受光部1400をTV用のCCDを使用した場合には、解像度は劣るが、安価であり、通常、後処理で利用するパーソナルコンピュータへの入力も簡便である。この場合、CCDとそのドライバーからの画像信号出力は、NTSC信号とし、パーソナルコンピュータにNTSC信号に適応した画像入力ボードを使用することで簡単に実現することができる。

【0094】また、第1受光部1400を測定用の2000*2000素子のCCDを採用した場合、装置は高価となるが、同様にアナログ信号を介してパーソナルコンピュータに測定値を入力することができる。

【0095】なお、CCDからの測定信号を、デジタル信号でパーソナルコンピュータに入力することも可能である。

【0096】そして第1受光部1400は、被検眼虹彩1020と第1変換部材1300と略共役な関係を形成している。

【0097】また本発明の第1受光光学系1200は、第1変換部材1300と被検眼虹彩1020とが、略共役な関係を保ち、かつ、第1受光状態において、被検眼底からの反射光束が、略平行光束で受光部に入射する様に、又、第2受光状態において、被検眼角膜からの反射光束が、略平行光束で受光部に入射する様に、調整するための調整手段を備えることもできる。

【0098】また、第1受光光学系1200には、第1のダイクロイックミラー6100が挿入されており、第1照明光学系1100からの光を被検眼1000に送光し、反射光を透過させる様に構成されている。

【0099】次に、第1受光部1400で得られた光束の傾き角に基づいて被検眼1000の光学特性を求めるための演算部9100の動作原理について詳細に説明する。

【0100】ここで演算方法を詳細に説明する。

【0101】「シャックハルトマンの場合」

【0102】図11に示す様に第1変換部材1300の座標をX、Yとし、第1受光部1400の座標をx、yとして、波面収差は、

【0103】 $W(X, Y)$

【0104】で表されているとする。ここで、X、Yは、瞳上の座標である。

【0105】ここで、 $W(X, Y)$ の代わりに、適当な多項式fを使用して、

【0106】 $W(X, Y) = f(X, Y, Z \dots \dots \dots; A, B, C \dots \dots \dots)$

【0107】とする。

【0108】ここで、X、Y、Z $\dots \dots \dots$ は座標により決定される量であり、A、B、C $\dots \dots \dots$ はパラメータである。

【0109】次に、波面をこの多項式fで表すことを検討する。即ち、最適なパラメータ(A、B、C $\dots \dots \dots$)を演算することである。

【0110】ハルトマンの測定原理により、

【0111】「数1」

$$\frac{\partial W(X, Y)}{\partial X} = \frac{\phi(X, Y)}{l}$$

$$\frac{\partial W(X, Y)}{\partial Y} = \frac{\psi(X, Y)}{l}$$

【0112】 $\dots \dots \dots$ 第4式

【0113】と表すことができる。

【0114】実際には、データが傾き角となっているので、それぞれの波面の微分値を使用して計算する。即ち、本発明では、測定するデータは光線の傾き角であり、この傾き角は、直接波面の位置座標による微分で求めることができる。

【0115】更に、本波面センサーで測定される量は、基準からの横収差量である。

【0116】図11で次の関係が近似的に成り立つことが知られている。

【0117】l(エル)は、第1変換部材1300と第1受光部1400との距離である。

【0118】第1変換部材1300の中心点がX、Yの各素子においてdx(X、Y)、dy(X、Y)を得る。

【0119】dx、dyは変換部材の1素子に対して、第1受光部1400上の予め定められた原点と、実際の光線の交点のx、y方向それぞれの距離である。

【0120】第1変換部材1300の1素子に対応する原点は、波面が一様に平であり、換言すれば、眼屈折率特性が、球面成分と乱視成分とが共に0ディオプターで、後に述べる不正乱視成分等の残差もない場合には、変換された光束が測定できる第1受光部1400上の点となる。

【0121】dx、dyは、光線の基準点からの偏差であり、

【0122】

$$dx(X_i, Y_i) = x_{i,j} - x^0_{i,j} \quad \text{5式}$$

【0123】

$$dy(X_i, Y_i) = y_{i,j} - y^0_{i,j} \quad \text{6式}$$

【0124】ここに、多項式fを代入すると、(測定データ数)*2 の式が得られ、最小自乗法により、必要なパラメータを求めることができる。

【0125】なお、fを微分した式を用いるため、fの定数項を求めることはできないが、本発明では、必要なパラメータを求めれば足りる。

【0126】また、具体的な関数として、幾何光学収差とよく対応した直交関数であるZernikeの多項式を使用することもできる。

【0127】Zernikeの多項式の一般項は、

【0128】「数2」

$$Z_n(r, \theta) = R_n^{(m)}(r) \begin{cases} \frac{\sin}{\cos} \end{cases} \left\{ \begin{matrix} (n-2m)\theta \\ (n-2m)\theta \end{matrix} \right. \quad \begin{matrix} n-2m > 0 \text{ のとき} \sin \\ n-2m \leq 0 \text{ のとき} \cos \end{matrix}$$

$$R_n^{(m)}(r) = \sum_{s=0}^n (-1)^s \frac{(n-s)!}{s!(m-s)!(n-m-s)!} r^{n-s}$$

【0129】・・・第7式

【0130】で表すことができる。

【0131】ここで、Zernikeの多項式を具体的に示せば、

【0132】 $Z_{0,0} = 1$

$$Z_{1,0} = x$$

$$Z_{1,1} = y$$

$$Z_{2,0} = 2xy$$

$$Z_{2,1} = -1 + 2y^2 + 2x^2$$

$$Z_{2,2} = y^2 - x^2$$

$$Z_{3,0} = 3xy^2 - x^3$$

$$Z_{3,1} = -2x + 3xy^2 + 3x^3$$

$$Z_{3,2} = -2y + 3y^3 + 3x^2 y$$

$$Z_{3,3} = y^3 - 3x^2 y$$

$$Z_{4,0} = 4y^3 x + 4x^3 y$$

$$Z_{4,1} = -6xy + 8y^3 x + 8x^3 y$$

$$Z_{4,2} = 1 - 6y^2 - 6x^2 + 6y^4 + 12x^2 y^2 + 6x^4$$

$$Z_{4,3} = -3y^2 + 3x^2 + 4y^4 - 4x^4$$

$$Z_{4,4} = y^4 - 6x^2 y^2 + x^4$$

【0133】これらを4次でまとめれば、(最低X、Y方向に4点ずつの16点+1点)17点以上のサンプル点が必要となる。

【0134】ここで、具体的な演算方法を図12に基づいて説明する。S1では、第1受光部1400からのデータに基づき、サンプリングデータを得る。次にS2で

・・・第

は、DEFOCUS成分と傾斜成分を最小自乗法から求め、S3では、サンプリングデータから、DEFOCUS成分と傾斜成分を引く、更にS4では、Dと移動レンズの位置から、基準の曲率を求める。そしてS5では、最小自乗法によりAを求める。

【0135】次に、第1実施例と同様に、ハルトマン波面センサー(第1変換部材1300)で得られた波面収差からPSF(点像強度分布)を求める方法を図13に基づいて説明する。

【0136】ステップ1(以下S1と略する)で、演算を開始する。次にS2で、波面収差W(X、Y)の最小値と最大値の差(PV値)が1波長以下であるか否かを判断する。即ち、波面収差の大きさによって波面光学的手法と幾何光学的手法の使い分けを行う。従って、波面収差の最小値と最大値の差(PV値)が1波長以下の時、波面光学的手法を使用し、1波長以上のとき幾何光学的手法を使用する。

【0137】S2で、波面収差の最小値と最大値の差(PV値)が1波長以下の時はS3に進み、波面収差をW(X、Y)として波面光学的手法で演算する。次にS4で、瞳関数を以下の式で演算する。

【0138】

$$\exp(-i * 2 * \pi / \lambda * W(X, Y))$$

【0139】となる。

【0140】次にS5で、S4で得られた瞳関数をフーリエ変換し、ASF(点像振幅分布)を得る。更にS6では、S5で得られたASF(点像振幅分布)を自乗することにより、最終的に得たいPSF(点像強度分布)が得られる。そしてS7で処理を終了する。

【0141】次にS2で、波面収差の最小値と最大値の差(PV値)が1波長以上の時は、S8に進み、波面収差をW(X、Y)として幾何光学的手法で演算する。

【0142】そしてS9では光線の方向余弦を演算する。即ち、光線の方向余弦は波面の法線と一致するので、以下の様に計算できる。

【0143】「数3」

$$P_x = \frac{\partial W(X, Y)}{\partial X} \cdot \frac{X}{R} \quad P_y = \frac{\partial W(X, Y)}{\partial Y} \cdot \frac{Y}{R}$$

$$(\text{方向余弦}) = \left(\frac{-P_x}{\sqrt{P_x^2 + P_y^2 + 1}}, \frac{-P_y}{\sqrt{P_x^2 + P_y^2 + 1}}, \frac{1}{\sqrt{P_x^2 + P_y^2 + 1}} \right) \quad (X, Y \text{ は瞳上の座標})$$

【0143】そしてS10では、S9で得られた方向余弦から、像面付近でのスポットダイヤグラムを求め、更にS11で、S10で得られたスポットダイヤグラムの

密度からPSFを計算する。そしてS12で処理を終了する

【0144】以上で、ハルトマン波面センサー（第1変換部材1300）で得られた波面収差からPSF（点像強度分布）を求める方法の説明を終了する。

【0145】なお、PSF（点像強度分布）から被検眼網膜像を推定することは、前述の第1実施例と同様であるから、説明を省略する。

【0146】

【効果】以上の様に構成された本発明は、照明光学系が、光源部からの光束で被検眼網膜上の微小領域を照明し、受光光学系が、網膜からの反射光束を受光部に導き、演算部が、受光部からの受光信号に基づき被検眼の屈折度数及びその他の成分を含む光学特性を求め、所定の屈折度数を矯正して被検眼が所定の視標を観察した場合の見え具合の指標像データを演算し、表示部が、指標像データに基づき見え具合の指標像を表示することができるので、検者は、一度の測定でその被検者がどの程度まで眼鏡レンズで矯正できるかを容易に知ることができるという効果がある。

【0147】また本発明は、矯正レンズの屈折度数を換えた場合の指標像の変化も、再度の測定を行わずに演算により表示することができ、検者は、被検者にどのような屈折度数の眼鏡レンズを処方するかを容易にシミュレーションすることができるという卓越した効果がある。

【0148】

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1実施例の光学測定装置9000の構成を示す図である。

【図2】被検眼1000が近視性複性直乱視の時の光束の状態を模式的に示したものである。

【図3】眼鏡90000による乱視の矯正の原理を説明する図である。

【図4】被検眼1000が乱視以外のものを含んだ時の光束の状態を模式的に示したものである。

【図5】2次元PSF（点像強度分布）を説明する図である。

【図6】視表 O_x と、イメージ I_x を説明する図である。

【図7】表示手段84に表示されるイメージ I_x を説明する図である。

【図8】本発明の第2実施例の光学測定装置10000の構成を示す図である。

【図9】第2実施例の光学測定装置10000の電氣的

構成を説明する図である。

【図10】ブラチドリリングを説明する図である。

【図11】原理を説明する図である。

【図12】原理を説明する図である。

【図13】PSF（点像強度分布）を求める方法を説明する図である。

【符号の説明】

9000 第1実施例の光学特性測定装置

10000 第2実施例の光学特性測定装置

10 光源部

20 投影レンズ

30 ビームスプリッタ

40 結像レンズ

50 撮像素子

60 メモリ手段

70 CPU

81 投影レンズ移動手段

82 結像レンズ駆動手段

83 入力手段

20 84 表示手段

1000 被検眼

1010 角膜

1020 虹彩

1030 網膜

1100 第1照明光学系

1110 第1光源

1200 第1受光光学系

1300 第1変換部材

1400 第1受光部

2100 第2照明光学系

2110 第2光源

2120 ブラチドリリング

2130 アライメント光源

2200 第2受光光学系

2210 第2受光部

5100 Zアライメント光学系

5110 第4の光源

5120 コリメータレンズ

5130 集光レンズ

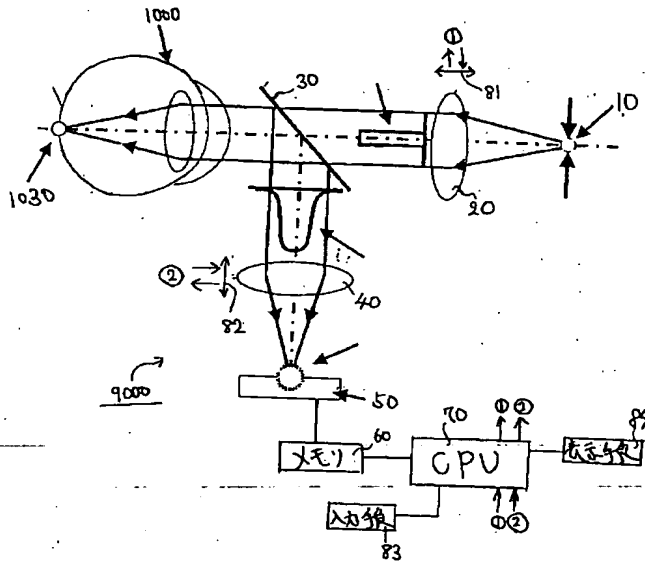
40 5140 1次元撮像素子

9100 演算部

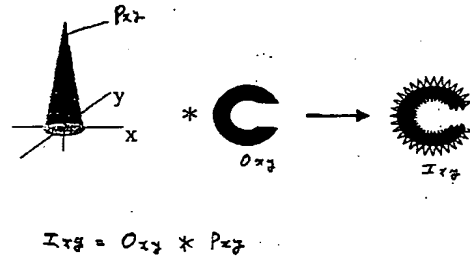
9200 制御部

9300 アライメント処理部

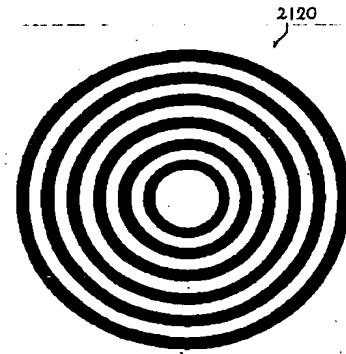
【図1】



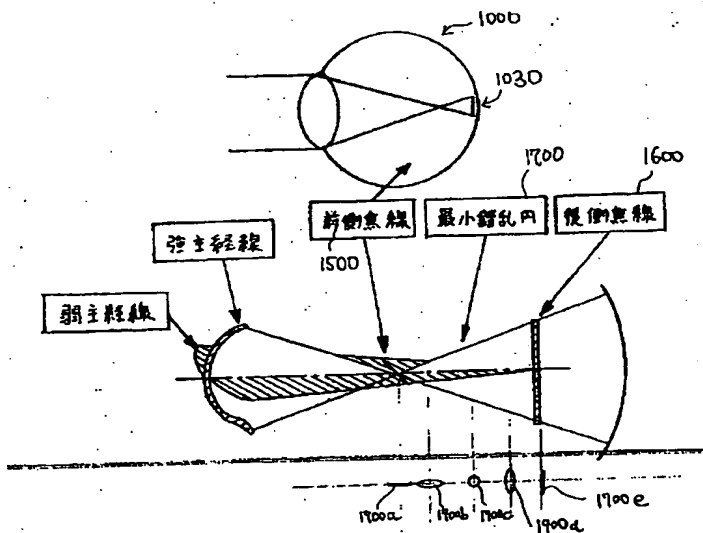
【図6】



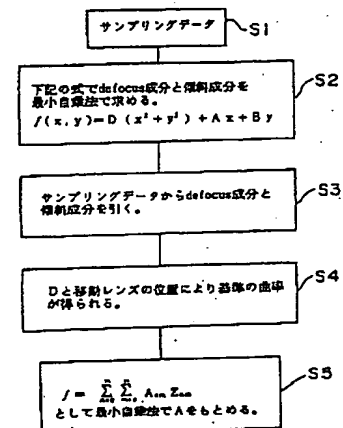
【図10】



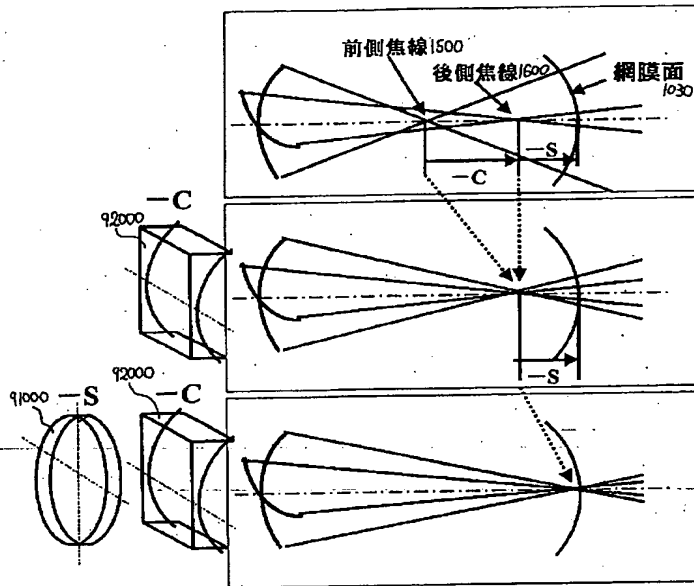
【図2】



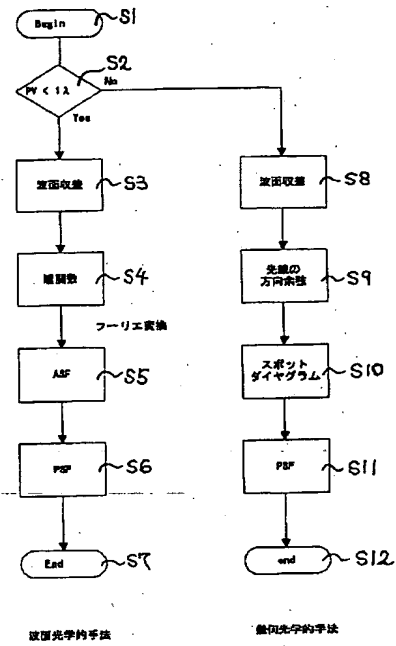
【図12】



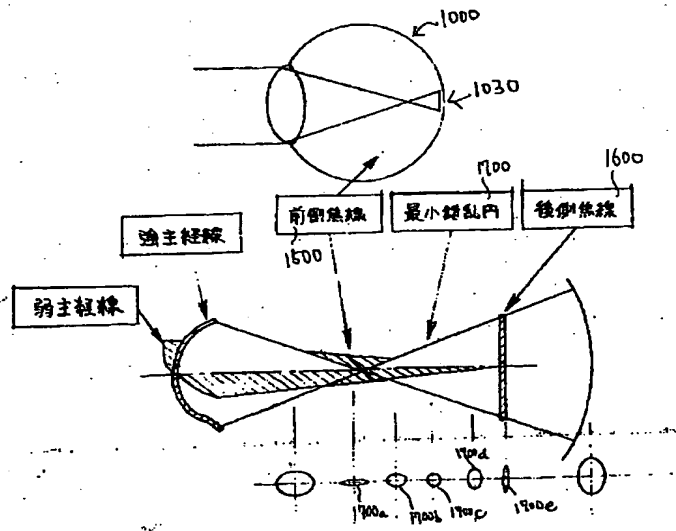
【図3】



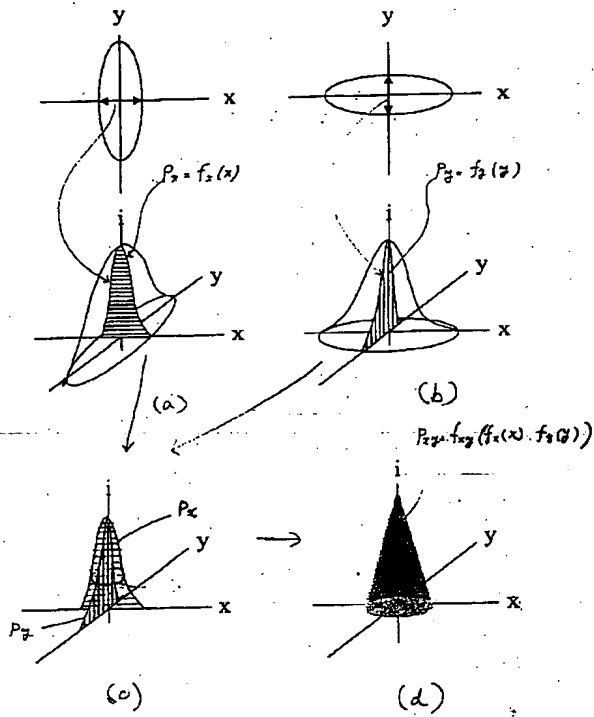
【図13】



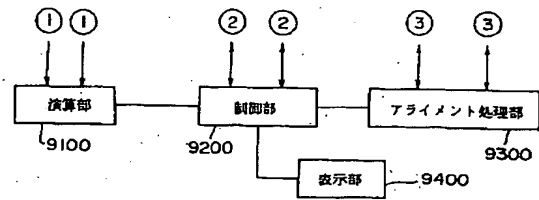
【図4】



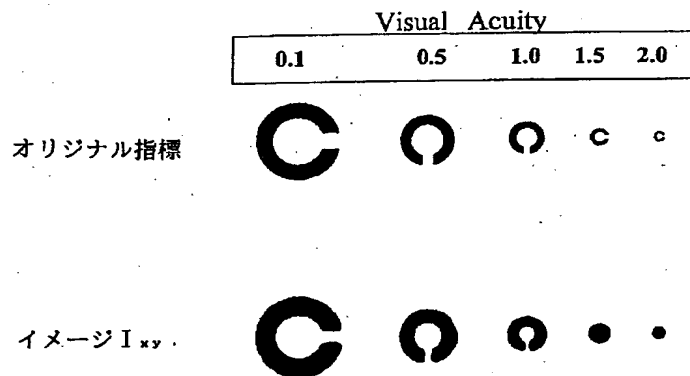
【図5】



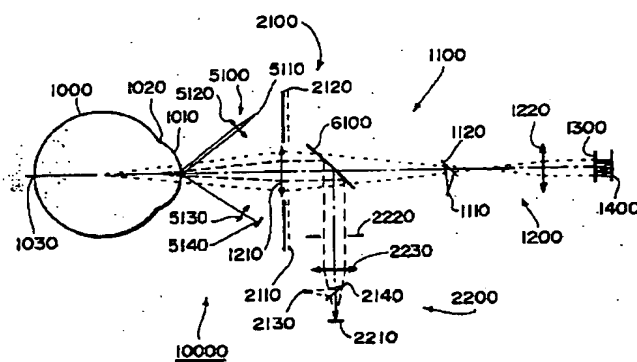
【図9】



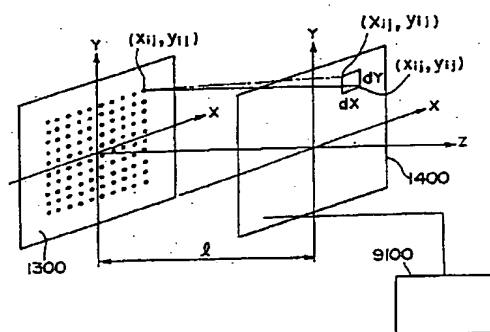
【図7】



【図8】



【図11】



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☒ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.